

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
4. April 2002 (04.04.2002)

PCT

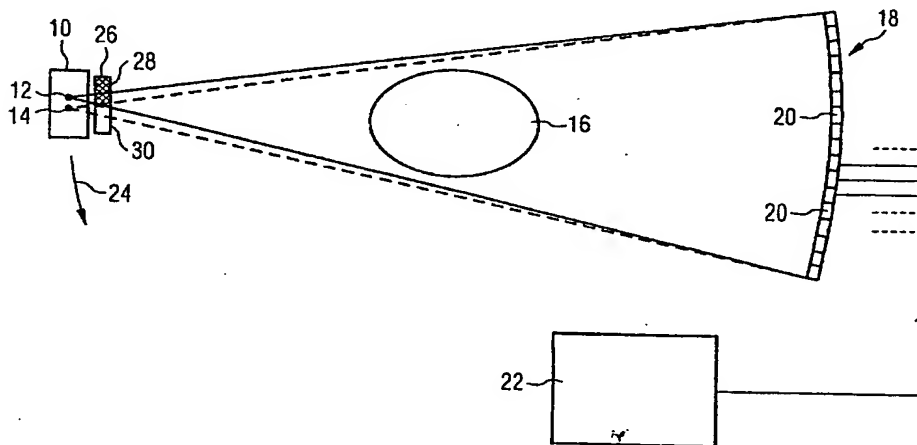
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 02/26133 A1

- (51) Internationale Patentklassifikation⁷: **A61B 6/03**,
G06T 5/50, H01J 35/14
- (21) Internationales Aktenzeichen: **PCT/DE01/03717**
- (22) Internationales Anmeldedatum:
27. September 2001 (27.09.2001)
- (25) Einreichungssprache: **Deutsch**
- (26) Veröffentlichungssprache: **Deutsch**
- (30) Angaben zur Priorität:
100 48 775.0 29. September 2000 (29.09.2000) **DE**
- (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von
US): **SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT [DE/DE]**;
Wittelsbacherplatz 2, 80333 München (DE).
- (72) Erfinder; und
(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **FLOHR, Thomas**
[DE/DE]; Bonifatiusstr. 6, 91486 Uehlfeld (DE). **OHNE-**
SORGE, Bernd [DE/DE]; Anderlohrstr. 15, 91054
Erlangen (DE).
- (74) Gemeinsamer Vertreter: **SIEMENS AKTIENGE-**
SELLSCHAFT; Postfach 22 16 34, 80506 München
(DE).
- (81) Bestimmungsstaaten (national): **JP, US.**
- Veröffentlicht:
— mit internationalem Recherchenbericht
— vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden
Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen
eintreffen

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: **X-RAY COMPUTER TOMOGRAPH**

(54) Bezeichnung: **RÖNTGEN-COMPUTERTOMOGRAPHIEEINRICHTUNG**



(57) Abstract: The invention relates to an X-ray computer tomograph, comprising a radiation filter system (26) disposed in the beam path upstream of an object to be examined. Said filter system comprises zones (28, 30) with different film material and/or different thicknesses of the film material. In order to facilitate correction of multispectral beam hardening and concurrent estimation of the base material lengths, the computer tomograph is adapted to carry out projections of the object to be examined at different effective material thicknesses or/and with different effective materials of the beam filter system (26).

(57) Zusammenfassung: Es wird eine Röntgen-Computertomographieeinrichtung vorge-schlagen, bei der im Strahlengang vor einem Untersuchungsob-jekt eine Strahlenfilteranordnung (26) angeordnet ist, wel-che Bereiche (28, 30) unterschiedlichen Fil-termaterials oder/und unterschiedlichen Dickenprofils des Filtermaterials aufweist. Zur Mehrspektralen-Strahlauhfärtungskorrektur mit Ab-schätzung der Basismateriallängen ist die Computertomographieein-richtung dazu ausgebildet, Projektionen des Unters-uchungsobjekts bei unterschiedlicher wirksamer Materialdicke oder/und unter-schiedlichem wirksamen Material der Strahlen-filter-anordnung (26) durchzuführen.

WO 02/26133 A1



Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

Beschreibung

Röntgen-Computertomographieeinrichtung

- 5 Die Erfindung betrifft eine Röntgen-Computertomographieeinrichtung mit Mehrspektren-Strahlaufhärtungskorrektur.

In der Röntgen-Computertomographie wird die Schwächung p gemessen, die von einer Röntgenquelle erzeugte Röntgenstrahlung in einem durchstrahlten Objekt erfährt. Sie bestimmt sich aus der auf das Objekt auftreffenden Röntgenintensität I_0 und der Intensität I , die in einem im Strahlengang nach dem Objekt angeordneten Detektor registriert wird, nach folgender Gleichung:

15

$$p = -\ln(I/I_0) \quad (1)$$

Im Falle monoenergetischer Strahlung gilt für ein homogenes Objekt mit dem Schwächungskoeffizienten μ und der durchstrahlten Objektdicke d :

20

$$p = \mu d \quad (2)$$

Die Röntgenschwächung nimmt also linear mit der Objektdicke zu.

25

Tatsächlich emittiert eine Röntgenröhre aber polychromatische Röntgenstrahlung mit der Energieverteilung $S(E)$. Die Schwächung p berechnet sich dann nach folgender Gleichung:

30

$$p = \int \mu(E) S(E) dE \quad (3)$$

Die durch das Objekt hervorgerufene Röntgenschwächung hängt damit - selbst wenn das Objekt homogen ist - nicht mehr linear von der durchstrahlten Objektdicke ab. Da $\mu(E)$ in der Regel zu höheren Energien hin abnimmt, verschiebt sich der „Energie-Schwerpunkt“ des Röntgenspektrums hin zu höheren Energien, und zwar um so mehr, je größer die durchstrahlte Objektdicke ist. Dieser Effekt wird als Strahlaufhärtung (Beamhardening) bezeichnet.

Bei in der CT-Technologie üblichen Bildrekonstruktionsverfahren wird für homogene Objekte eine lineare Änderung der Röntgenschwächung mit der Objektdicke angenommen. Die Gesamtschwächung p eines Strahls auf seinem Weg durch ein Objekt bestehend aus Teilobjekten i mit Schwächungskoeffizient μ_i und Dicke d_i ergibt sich dann aus:

$$p = \sum_i (\mu_i d_i) \quad (4)$$

Die von der Strahlaufhärtung verursachten Abweichungen von dieser Annahme führen zu Dateninkonsistenzen und damit zu Bildfehlern. Typische strahlaufhärtungsbedingte Bildfehler sind Schlüsselartefakte in großen homogenen Objekten und Strich- oder Balkenartefakte in CT-Bildern mit hohem Knochen- oder Kontrastmittelanteil. Heutige Korrekturverfahren haben häufig das vorrangige Ziel, Schlüsselartefakte und weitreichende Balkenartefakte in Objekten mit hoher Schwächung, etwa bei Schulter- und Beckenaufnahmen, zu beseitigen. Gängigerweise erfolgen diese Korrekturen mittels der sogenannten Polynomkorrektur, bei der aus einem detektierten Schwächungsmesswert p_m durch Einsetzen in ein Polynom mit vorbestimmten Koeffizienten a_n ein korrigierter Schwächungswert p_c gemäß folgender Gleichung berechnet wird:

$$p_c = \sum_{[n=0,1,\dots,N]} (a_n p_M^n) \quad (5)$$

Die Koeffizienten a_n werden z.B. durch Messung der Schwächungswerte homogener Absorber (z.B. Plexiglasbalken) bei N verschiedenen Dicken gewonnen.

Es hat sich gezeigt, dass zur Korrektur lokal begrenzter Balken- und Strichartefakte sowie unscharfer Knochen-Gewebe-Übergänge, wie sie insbesondere bei Schädelaufnahmen auftreten (ein weithin bekannter Balkenartefakt ist z.B. der sogenannte Hounsfield-Balken zwischen den Felsenbeinen), verbesserte Korrekturverfahren benötigt werden. Dabei hat sich ein Ansatz als günstig erwiesen, bei dem individuell für jeden Schwächungsmesswert die Länge der „Basismaterialien“ abgeschätzt wird, die der zu diesem Messwert führende Röntgenstrahl im Körper des untersuchten Patienten durchquert hat. Als Basismaterialien werden bei medizinischen Untersuchungen in der Regel Knochensubstanz und Weichgewebe bzw. Wasser, das ähnliche spektrale Schwächungseigenschaften wie Weichgewebe besitzt, gewählt. Zur Abschätzung der von einem Röntgenstrahl durchquerten Basismateriallängen ist aus der einschlägigen Literatur beispielsweise die sogenannte Zwei-Spektren-Methode bekannt. Bei dieser werden zwei Messwerte mit jeweils unterschiedlicher spektraler Energieverteilung des Röntgenstrahls, was gleichbedeutend ist mit einer unterschiedlichen mittleren Energie des Röntgenstrahls, aufgenommen. Bei bekannten Schwächungskoeffizienten $\mu_w(E_1)$ und $\mu_w(E_2)$ von Wasser bei den mittleren Spektralenergien E_1 und E_2 und $\mu_K(E_1)$ und $\mu_K(E_2)$ von Knochen bei diesen mittleren Energien ist für die bei den Energien E_1 und E_2 erhaltenen Schwächungsmesswerte $p(E_1)$ und $p(E_2)$ die folgende näherungsweise Abschätzung möglich:

$$p(E_1) = d_W \cdot \mu_W(E_1) + d_K \cdot \mu_K(E_1) \quad (6a)$$

$$p(E_2) = d_W \cdot \mu_W(E_2) + d_K \cdot \mu_K(E_2) \quad (6b)$$

5 Aus den Gleichungen (6) und (7) können dann die Wasser- und Knochenlängen d_W und d_K abgeschätzt werden.

Für die mittleren Spektralenergien E_1 und E_2 kann nun jeweils ein korrigierter Messwert $p_c(E_1)$ bzw. $p_c(E_2)$ in folgender Weise ermittelt werden:

10

$$p_c(E_1) = p(E_1) + f_{E1}(d_W, d_K) \quad (7a)$$

$$p_c(E_2) = p(E_2) + f_{E2}(d_W, d_K) \quad (7b)$$

15 Die Korrekturwerte f_{E1} und f_{E2} werden dabei Tabellen entnommen, die im voraus für die mittleren Spektralenergien E_1 und E_2 rechnerisch oder empirisch ermittelt wurden.

Nähere Informationen zu obiger Zwei-Spektren-Methode finden sich beispielsweise in folgenden Veröffentlichungen:

20

1) P.M. Joseph, R.D. Spittal, Journal of Computer Assisted Tomography, 1978, Bd. 2, S. 100;

2) P.C. Johns, M. Yaffe, Medical Physics, 1982, Bd. 9, S. 231;

25 3) G.H. Glover, Medical Physics, 1982, Bd. 9, S. 860;

4) A.J. Coleman, M. Sinclair, Physics in Medicine and Biology, 1985, Bd. 30, Nr. 11, S. 1251.

30 Um in herkömmlichen CT-Geräten Messwerte bei zwei unterschiedlichen mittleren Energien aufzunehmen, müssen zwei aufeinanderfolgende Umläufe des Röntgenstrahlers um den Patienten durchgeführt werden. Im zweiten Umlauf wird dabei mit einer anderen Strahlvorfilterung oder mit einer anderen

Röhrenspannung gearbeitet als im ersten Umlauf. Nachteil einer solchen Vorgehensweise ist allerdings, dass durch Patientenbewegung oder Kontrastmittelfluss die Messergebnisse Inkonsistenzen aufweisen können.

5

Demgegenüber sieht die Erfindung eine Röntgen-Computertomographieeinrichtung vor, umfassend

- 10 - eine Strahler-Detektor-Anordnung, welche für jede Schichtprojektion eines Untersuchungsobjekts in Zuordnung zu einer Mehrzahl von über den gesamten Projektionsbereich dieser Schichtprojektion verteilten Detektionskanälen des Detektors Projektionsmesswerte liefert, deren jeder für die durch das Untersuchungsobjekt hervorgerufene Schwächung der Röntgenstrahlung im jeweiligen Detektionskanal repräsentativ ist, 15 wobei die Strahler-Detektor-Anordnung dazu ausgebildet ist, zur Mehrspektren-Strahlaufhärtungskorrektur in Zuordnung zu jedem innerhalb des Projektionsbereichs einer Schichtprojektion liegenden Detektionskanal jeweils eine Mehrzahl von mindestens zwei Projektionsmesswerten bei jeweils unterschiedlicher mittlerer Energie der in das Untersuchungsobjekt eintretenden Röntgenstrahlung zu liefern,
- 20 - eine mit der Strahler-Detektor-Anordnung verbundene elektronische Auswerte- und Rekonstruktionseinheit, welche dazu ausgebildet ist, für jeden der Projektionsmesswerte einen strahlaufhärtungskorrigierten Projektionswert zu ermitteln und unter Verwendung der korrigierten Projektionswerte ein Tomographiebild des Untersuchungsobjekts zu rekonstruieren, und 25
- 30 - Energiebeeinflussungsmittel zur Beeinflussung der mittleren Energie der in das Untersuchungsobjekt eintretenden Röntgenstrahlung.

Erfindungsgemäß ist bei dieser Computertomographieeinrichtung vorgesehen, dass die Energiebeeinflussungsmittel eine im Strahlengang vor dem Untersuchungsobjekt angeordnete Strahlenfilteranordnung umfassen, welche zur Beeinflussung der mittleren Energie der Röntgenstrahlung Bereiche unterschiedlichen Filtermaterials oder/und unterschiedlichen Dickenprofils des Filtermaterials aufweist, und dass die Strahler-Detektor-Anordnung dazu ausgebildet ist, in Zuordnung zu jedem innerhalb des Projektionsbereichs einer Schichtprojektion liegenden Detektionskanal jeweils eine Mehrzahl von mindestens zwei Projektionsmesswerten bei jeweils unterschiedlichem Filtermaterial oder/und unterschiedlichem Dickenprofil des Filtermaterials der Strahlenfilteranordnung zu liefern.

Das variierende Material oder/und die variierende Materialdicke der Strahlenfilteranordnung ermöglichen es, mit ein und derselben Strahlenfilteranordnung verschiedene mittlere Energien der in das Untersuchungsobjekt eintretenden Röntgenstrahlung zu realisieren, ohne die Strahlenfilteranordnung wechseln zu müssen. Insbesondere können die Projektionsmesswerte für die verschiedenen mittleren Energien in unmittelbarer zeitlicher Nähe zueinander aufgenommen werden, so dass verfälschende Einflüsse auf die Projektionsmesswerte durch Kontrastmittelfluß und Körperbewegungen des Patienten nicht befürchtet werden müssen. Sämtliche Projektionsmesswerte können dann in einem Umlauf des Strahlers der Strahler-Detektor-Anordnung aufgenommen werden.

Da nicht bei allen Untersuchungsszenarien eine Mehrspektren-Korrektur mit Abschätzung der Basismateriallängen erforderlich sein wird, empfiehlt es sich, dass die Strahlenfilteranordnung auswechselbar an der Strahler-Detektor-Anordnung

montiert ist, um die Anwendbarkeit der Computertomographie-einrichtung auch für andere Korrekturtechniken offen zu halten.

- 5 Die Strahlenfilteranordnung kann in einfacher Weise an einem strahlernah angeordneten Blendenträger gehalten sein, welcher eine Blendenanordnung zur Strahlformung der von dem Strahler ausgesendeten Röntgenstrahlung trägt.
- 10 Bei Computertomographieeinrichtungen mit der Möglichkeit eines Springfokusbetriebs, bei denen der Strahler der Strahler-Detektor-Anordnung mit mindestens zwei Springfoki ausgeführt ist, zwischen denen er wechselweise umschaltbar ist, kann die erfindungsgemäße Lösung in der Weise genutzt
- 15 werden, dass die Strahlenfilteranordnung in Zuordnung zu jedem der Springfoki jeweils einen Bereich unterschiedlichen Filtermaterials oder/und unterschiedlichen Dickenprofils des Filtermaterials aufweist und dass die Strahler-Detektor-Anordnung dazu ausgebildet ist, in Zuordnung zu jedem innerhalb
- 20 des Projektionsbereichs einer Schichtprojektion liegenden Detektionskanal je einen Projektionsmesswert für jeden der Springfoki zu liefern.
- Dabei kann die Auswerte- und Rekonstruktionseinheit dazu aus-
- 25 gebildet sein, aus den in Zuordnung zu jeweils einem der Detektionskanäle ermittelten und jeweils einem der Springfoki zugeordneten korrigierten Projektionswerten durch gewichtete Summation einen effektiven Projektionswert zu ermitteln und das Tomographiebild unter Verwendung der effektiven Projek-
- 30 tionswerte zu rekonstruieren. Auf diese Weise kann der Effekt kompensiert werden, dass die Projektionsmesswerte eines Detektionskanals bei verschiedenen Spektren aufgenommen werden.

Der Springfokusbetrieb lässt aber auch die Möglichkeit offen, Schichtprojektionen erhöhter Abtastdichte zu realisieren, indem die Auswerte- und Rekonstruktionseinheit dazu ausgebildet ist, das Tomographiebild für eine Anzahl von Projektionskanälen je Schichtprojektion zu rekonstruieren, die gleich einem der Anzahl der Springfoki entsprechenden Mehrfachen der Anzahl der innerhalb des Projektionsbereichs der jeweiligen Schichtprojektion liegenden Detektionskanäle ist, wobei die Auswerte- und Rekonstruktionseinheit dazu ausgebildet ist, die in Zuordnung zu jeweils einem der Detektionskanäle ermittelten korrigierten Projektionswerte für alle Springfoki bei der Rekonstruktion des Tomographiebilds als korrigierte Projektionswerte benachbarter Projektionskanäle zu verwenden.

Die erfindungsgemäße Lösung lässt sich in vorteilhafter Weise auch bei Computertomographieeinrichtungen nutzen, bei denen der Detektor der Strahler-Detektor-Anordnung mit einer Vielzahl von in mindestens zwei übereinanderliegenden Zeilen angeordneten Detektorelementen ausgeführt ist, deren in je einer Spalte übereinanderliegende Detektorelemente einem gleichen Detektionskanal zugeordnet sind. In diesem Fall kann die Strahlenfilteranordnung in Zuordnung zu wenigstens einer Teilanzahl von mindestens zwei Detektorelementen jeder innerhalb des Projektionsbereichs einer Schichtprojektion liegenden Spalte von Detektorelementen jeweils einen Bereich unterschiedlichen Filtermaterials oder/und unterschiedlichen Dickenprofils des Filtermaterials aufweisen, wobei die Strahler-Detektor-Anordnung dann dazu ausgebildet ist, in Zuordnung zu jeder innerhalb des Projektionsbereichs dieser Schichtprojektion liegenden Spalte von Detektorelementen je

einen Projektionsmesswert für jedes Detektorelement aus dieser Teilanzahl von Detektorelementen zu liefern.

Um dabei subjektiv wahrgenommene, auf der Verwendung unterschiedlicher Energiespektren beruhende Veränderungen zwischen Tomographiebildern zu vermeiden, die aus den Projektionsmesswerten aufeinanderfolgender Zeilen von Detektorelementen rekonstruiert werden, kann die Auswerte- und Rekonstruktions-
einheit dazu ausgebildet sein, aus den in Zuordnung zu jeweils einer der Spalten ermittelten und jeweils einem der Detektorelemente aus der Teilanzahl von Detektorelementen zugeordneten korrigierten Projektionswerten durch gewichtete Summation einen effektiven Projektionswert zu ermitteln und das Tomographiebild unter Verwendung der effektiven Projektionswerte zu rekonstruieren.

Die Erfindung wird im folgenden anhand der beigefügten Zeichnungen näher erläutert. Es stellen dar:

Fig. 1 schematisch ein erfindungsgemäßes Ausführungsbeispiel eines CT-Scanners mit Springfokusbetrieb,

Fig. 2 schematisch ein erfindungsgemäßes Ausführungsbeispiel eines mehrzeiligen CT-Scanners und

Fig. 3 schematisch eine Variante eines Strahlenvorfilters für die CT-Scanner der Fig. 1 und 2.

Der in Fig. 1 erkennbare CT-Scanner weist einen Röntgenstrahler 10 mit zwei gleichen Foki 12, 14 auf, zwischen denen der Röntgenstrahler 10 hin- und herspringen kann. Von jedem der Foki 12, 14 aus kann der Röntgenstrahler 10 Röntgenstrahlung in einer Ebene fächerförmig auf den Körper 16 eines

zu untersuchenden Patienten abstrahlen. Eine Detektoranordnung 18 detektiert die durch den Körper 16 hindurchtretende Strahlung. Sie weist eine Vielzahl auf einem Kreisbogen in Richtung des Fächerwinkels nebeneinander angeordneter Detektorelemente 20 auf, von denen jedes einen Teil des gesamten Projektionsbereichs der durch Bestrahlung des Körpers 16 erzeugten Schichtprojektion abdeckt. Jedes der Detektorelemente 20 gibt ein Intensitätsmesssignal, das die Intensität der einfallenden Strahlung im jeweiligen Projektionsteilbereich angibt, an eine elektronische Auswerte- und Rekonstruktionseinheit 22 ab. Die in jedem einzelnen Projektionsteilbereich eintreffende Strahlungsintensität wird so in einem eigenen Detektionskanal detektiert. Aus den eingehenden Intensitätsmesssignalen ermittelt die Auswerte- und Rekonstruktionseinheit 22 jeweils einen Schwächungsmesswert, der die Strahlenschwächung im jeweiligen Projektionsteilbereich angibt.

Der Strahler 10 ist in einer Umlaufrichtung 24 um den Körper 16 bewegbar und führt unter einer Vielzahl von Projektionswinkeln Schichtprojektionen des Körpers 16 durch. An jedem Projektionswinkel werden zwei Schichtprojektionen genommen - eine unter Verwendung des Fokus 12 und eine unter Verwendung des Fokus 14.

Um eine Zwei-Spektren-Strahlaufhärtungskorrektur der bei den Schichtprojektionen erhaltenen Schwächungsmesswerte durchführen zu können, werden die beiden an jedem Projektionswinkel genommenen Schichtprojektionen bei verschiedenen mittleren Energien der in den zu untersuchenden Körper 16 eintretenden Röntgenstrahlung durchgeführt. Hierzu ist im Strahlengang der Röntgenstrahlung vor dem Körper 16 ein Strahlenvorfilter 26 angeordnet, mit dem sich unterschied-

liche mittlere Spektralenergien für die beiden Foki 12, 14 einstellen lassen. Das Strahlenvorfilter 24 besitzt zwei Filterbereiche 28, 30, die sich im gezeigten Ausführungsbeispiel bei gleicher Materialstärke hinsichtlich ihres Filtermaterials unterscheiden, alternativ oder zusätzlich aber auch ein unterschiedliches Dickenprofil haben können. Das Strahlenvorfilter 26 ist so angeordnet, dass bei Verwendung des Fokus 12 der Filterbereich 28 wirksam ist, während bei Verwendung des Fokus 14 der Filterbereich 30 wirksam ist. Das unterschiedliche Filtermaterial der Filterbereiche 28, 30 bewirkt dann den gewünschten Unterschied der mittleren Spektralenergien. Obwohl in Fig. 1 nicht zu erkennen, wird das Strahlenvorfilter 26 zweckmäßigerweise so gebogen sein, dass die durchquerte Wegstrecke aller Einzelstrahlen des von dem Strahler 10 ausgestrahlten Strahlenfächers im Strahlenvorfilter 26 annähernd gleich ist, so dass eine zusätzliche Kalibrierung der Detektionskanäle vermieden werden kann.

Anhand der bei den verschiedenen mittleren Spektralenergien gewonnenen Schwächungsmesswerte führt die Auswerte- und Rekonstruktionseinheit 22 eine Abschätzung der Längen der von den Röntgenstrahlen im Körper 16 durchquerten Basismaterialien durch. Im folgenden werden als Basismaterialien Wasser und Knochen betrachtet. Dabei wird von der Annahme ausgegangen, dass die für jeden einzelnen Detektionskanal k abzuschätzenden Basismateriallängen $d_w(k)$ und $d_k(k)$ von Wasser und Knochen bei den beiden Projektionen, die an jedem Projektionswinkel einmal mit dem Fokus 12 und einmal mit dem Fokus 14 durchgeführt werden, näherungsweise gleich sind. Für die Schwächungsmesswerte $p_{E1}(k)$ und $p_{E2}(k)$, die die Auswerte- und Rekonstruktionseinheit 22 für jeden Detektionskanal k bei

den beiden mittleren Spektralenergien E1 und E2 ermittelt, gilt dann folgende Abschätzung:

$$p(k, E1) = d_W(k) \mu_W(E1) + d_K(k) \mu_K(E1) \quad (8a)$$

$$5 \quad p(k, E2) = d_W(k) \mu_W(E2) + d_K(k) \mu_K(E2) \quad (8b)$$

Aus diesem Gleichungssystem lassen sich die zwei Unbekannten $d_W(k)$ und $d_K(k)$ ermitteln. Die Auswerte- und Rekonstruktions-

einheit 22 berechnet dann korrigierte Schwächungswerte $p_c(k, E1)$ und $p_c(k, E2)$ unter Rückgriff auf vorab ermittelte Tabellen, denen sie Korrekturwerte f_{E1} und f_{E2} in Abhängigkeit von den Werten d_W und d_K entnimmt:

$$p_c(k, E1) = p(k, E1) + f_{E1}(d_W(k), d_K(k)) \quad (9a)$$

$$15 \quad p_c(k, E2) = p(k, E2) + f_{E2}(d_W(k), d_K(k)) \quad (9b)$$

Man könnte nun allein aus den korrigierten Schwächungswerten $p_c(k, E1)$ ein Tomographiebild rekonstruieren, genauso auch allein aus den Schwächungswerten $p_c(k, E2)$. In beiden Fällen

würde ein Tomographiebild mit einer Kanalzahl N pro Schichtprojektion rekonstruiert, die gleich der Anzahl der von der Detektoranordnung 18 gebildeten Detektionskanäle, also der Anzahl der in Richtung des Fächerwinkels im jeweiligen Gesamtprojektionsbereich nebeneinanderliegenden Detektor-

elemente 20, ist. Man könnte meinen, dass sich in beiden Fällen das gleiche Tomographiebild ergibt. Tatsächlich ist es aber möglich, dass Bildunterschiede feststellbar sind, die darauf beruhen, dass die Messwerte bei unterschiedlichen mittleren Spektralenergien aufgenommen wurden. Um diesen Effekt zu kompensieren, kann ein Tomographiebild aus Daten rekonstruiert werden, die sich aus einer gewichteten Summation der Schwächungswerte $p_c(k, E1)$ und $p_c(k, E2)$ ergeben. Im

Fall einer Mittelung mit gleicher Gewichtung erhält man dann Schwächungswerte $p_c'(k)$ aus:

$$p_c'(k) = 0,5 [p_c(k, E1) + p_c(k, E2)] \quad (10)$$

Es versteht sich, dass gewünschtenfalls auch eine unterschiedliche Gewichtung der Schwächungswerte $p_c(k, E1)$ und $p_c(k, E2)$ vorgenommen werden kann.

- 10 Es ist alternativ denkbar, ein Tomographiebild mit einer erhöhten Kanalzahl M zu rekonstruieren, indem die korrigierten Schwächungswerte $p_c(k, E1)$ und $p_c(k, E2)$ als Resultat einer einzigen Projektion betrachtet werden. Hierbei werden durch Verschachtelung der Schwächungswerte $p_c(k, E1)$ und
- 15 $p_c(k, E2)$ Schwächungswerte $p_c''(l)$ in folgender Weise gebildet:

$$p_c''(l=2k) = p_c(k, E1) \quad (11a)$$

$$p_c''(l=2k-1) = p_c(k, E2) \quad (11b)$$

- 20 wobei $k=1, 2, \dots, N$. Man erhält auf diese Weise einen Schwächungswert $p_c''(l)$ für jeden Kanal l aus einer Anzahl M von Projektionskanälen, die doppelt so groß wie die Anzahl N der von der Detektoranordnung 18 gebildeten Detektionskanäle ist.

25

- Es wird nun auf die Fig. 2 und 3 verwiesen. Gleiche oder gleichwirkende Komponenten wie in Fig. 1 sind dabei mit gleichen Bezugszeichen versehen, jedoch ergänzt um einen Kleinbuchstaben. Um Wiederholungen zu vermeiden, werden im
- 30 wesentlichen nur Unterschiede zu dem Ausführungsbeispiel der Fig. 1 erläutert. Im übrigen wird auf die vorstehende Beschreibung der Fig. 1 verwiesen.

Der in Fig. 2 gezeigte CT-Scanner ist ein sogenannter Mehrzeilen-Scanner, der Detektorelemente 20a in mehreren in Richtung einer z-Achse 32a übereinanderliegenden Zeilen aufweist. Die z-Achse 32a entspricht dabei der Vorschubachse, längs der der Patient 16a durch den CT-Scanner hindurchbewegt wird. Im gezeigten Ausführungsbeispiel der Fig. 2 weist die Detektoranordnung 18a vier solcher Zeilen von Detektorelementen 20a auf; die Zeilen sind mit Z1, Z2, Z3 und Z4 bezeichnet. Der Röntgenstrahler 10a ist dazu ausgebildet, an jedem Projektionswinkel für jede Detektorzeile eine Schichtprojektion des Körpers 16a durchzuführen. Im vorliegenden Beispielfall können also vier in Richtung der z-Achse aufeinanderfolgende Schichtprojektionen an jedem Projektionswinkel aufgenommen werden. Alle in einer Spalte übereinanderliegenden Detektorelemente 20a liefern bei diesen vier Schichtprojektionen Messsignale, die - bei einer Betrachtung in Richtung des Fächerwinkels des vom Strahler 10a bei jeder Schichtprojektion von einem Fokus 34a ausgesandten Strahlenfächers - jeweils dem gleichen Detektionskanal zugeordnet werden können. Um bei dem Mehrzeilen-Scanner der Fig. 2 eine Mehrspektren-Schwächungsmessung durchzuführen, weist das fokusnah angebrachte Strahlenvorfilter 26a in Richtung der z-Achse Bereiche unterschiedlichen Dickenprofils oder/und unterschiedlichen Filtermaterials auf. Je nach Ausgestaltung des Strahlenvorfilters 26a kann man für jede Detektorzeile eine unterschiedliche mittlere Spektralenergie der Röntgenstrahlung oder für Gruppen von Detektorzeilen jeweils die gleiche mittlere Spektralenergie erhalten. Bei dem Beispielfall der Fig. 2 besitzt das Strahlenvorfilter 26a eine in z-Richtung variierende Dicke. Dabei ist es in z-Richtung symmetrisch gestaltet, derart, dass für die beiden äußeren Detektorzeilen Z1 und Z4 und für die beiden inneren Detektor-

zeilen Z2 und Z3 jeweils die gleiche Filterwirkung erzielt wird.

- Weil sich das Strahlenvorfilter 26a in z-Richtung über alle
- 5 Detektorzeilen erstreckt und keine sprungförmigen Übergänge der Filterwirkung auftreten, ist die Artefaktanfälligkeit der für die einzelnen Detektorzeilen rekonstruierten Tomographie-
- bilder selbst bei ungenauer Justage oder mechanischer Bewegung des Vorfilters oder bei unvermeidlicher gravitatorischer oder thermischer z-Bewegung des Fokus 34a während des
- 10 Umlaufs des Strahlers 10a um den Patienten 16a ausgesprochen gering. Deshalb wird ein in z-Richtung stetiger Verlauf der Filterwirkung des Strahlenvorfilters 26a bevorzugt.
- 15 Das Strahlenvorfilter 26a kann in einem gestrichelt ange-deuteten Blendenkasten 36a montiert sein, in dem eine Blendenanordnung 38a untergebracht ist, welche der Strahformung der vom Strahler 10a ausgesandten Röntgenstrahlung in z-
- 20 Richtung und in Richtung des Fächerwinkels dient. Zusammen mit einer herkömmlichen, nicht näher dargestellten Zusatz-Vorfilteranordnung kann das Strahlenvorfilter 26a dabei auf einer gemeinsamen Wechsellösung lösbar montiert sein, so dass es bei Bedarf abnehmbar ist und nur für spezielle Zwecke (z.B. Aufnahmen der Schädelbasis) in Einsatz gebracht werden
- 25 kann.

- Die nun folgende Beschreibung einer Mehrspektren-Strahlauflösungskorrektur für den in Fig. 2 gezeigten CT-Scanner mit vier Detektorzeilen Z1 bis Z4 kann ohne weiteres auf jeden
- 30 anderen CT-Scanner mit anderer Zeilenzahl übertragen werden. Zunächst wird für den Fall des zur Detektormitte symmetrischen Strahlenvorfilters 26a gemäß Fig. 2 eine Zweispektren-Korrektur betrachtet. Die unterschiedliche effektive Dicke

des Strahlenvorfilters 26a liefert für das Zeilenpaar Z1 und Z2 Spektren mit unterschiedlicher mittlerer Quantenenergie E_1 bzw. E_2 . Gleiches gilt für das Zeilenpaar Z3 und Z4. Unter der Annahme annähernd gleicher Schätzwerte für d_w und d_k für beide Detektorzeilen des jeweiligen Zeilenpaars kann jeweils ein korrigierter Schwächungswert berechnet werden. Für die Kanäle k einer Projektion $p_i(k, E_j)$, aufgenommen bei der effektiven Energie E_j ($j=1,2$) in der Detektorzeile i ($i=1,2,3,4$), gilt dann:

$$p_1(k, E_1) = d_{w1}(k) \mu_w(E_1) + d_{k1}(k) \mu_k(E_1) \quad (12a)$$

$$p_2(k, E_2) = d_{w1}(k) \mu_w(E_2) + d_{k1}(k) \mu_k(E_2) \quad (12b)$$

$$p_3(k, E_2) = d_{w2}(k) \mu_w(E_2) + d_{k2}(k) \mu_k(E_2) \quad (12c)$$

$$p_4(k, E_1) = d_{w2}(k) \mu_w(E_1) + d_{k2}(k) \mu_k(E_1) \quad (12d)$$

Aus den Gleichungen (12a) bis (12d) können nun die Basismateriallängen d_{w1} und d_{w2} für Wasser (Weichgewebe) sowie d_{k1} und d_{k2} für Knochen ermittelt werden. Unter Verwendung von Korrekturfaktoren $f_{Ej}(d_{wv}(k), d_{kv}(k))$ ($v=1,2$), die z.B. aus vorberechneten Tabellen entnommen werden, können dann korrigierte Schwächungswerte $p_{ci}(k, E_j)$ für alle Detektorzeilen i ($i=1,2,3,4$) wie folgt ermittelt werden:

$$p_{c1}(k, E_1) = p_1(k, E_1) + f_{E1}(d_{w1}(k), d_{k1}(k)) \quad (13a)$$

$$p_{c2}(k, E_2) = p_2(k, E_2) + f_{E2}(d_{w1}(k), d_{k1}(k)) \quad (13b)$$

$$p_{c3}(k, E_2) = p_3(k, E_2) + f_{E2}(d_{w2}(k), d_{k2}(k)) \quad (13c)$$

$$p_{c4}(k, E_1) = p_4(k, E_1) + f_{E1}(d_{w2}(k), d_{k2}(k)) \quad (13d)$$

Rekonstruiert man aus den korrigierten Schwächungswerten $p_{ci}(k, E_j)$ je ein Tomographiebild für jede der verschiedenen Detektorzeilen, so kann es vorkommen, dass sich subjektiv der Bildeindruck zwischen den Zeilen des Zeilenpaars Z1 und Z2 und zwischen den Zeilen des Zeilenpaars Z3 und Z4 aufgrund

der jeweils unterschiedlichen mittleren Spektralenergie verändert. Um diesen Effekt zu vermeiden, können die getrennt korrigierten Schwächungswerte $p_{ci}(k, E_j)$ der verschiedenen Detektorzeilen zu Schwächungswerten $p_{cq}(k, E_{eff})$ zweier effektiver Detektorzeilen q ($q=1,2$) gemittelt werden:

$$p_{c1}(k, E_{eff}) = 0,5 [p_{c1}(k, E_1) + p_{c2}(k, E_2)] \quad (14a)$$

$$p_{c2}(k, E_{eff}) = 0,5 [p_{c3}(k, E_2) + p_{c4}(k, E_1)] \quad (14b)$$

Für die Detektorzeilen Z1 und Z2 wird dann ein gemeinsames Tomographiebild aus den effektiven Schwächungswerten $p_{c1}(k, E_{eff})$ rekonstruiert, während für die Detektorzeilen Z3 und Z4 ein gemeinsames Tomographiebild aus den effektiven Schwächungswerten $p_{c2}(k, E_{eff})$ rekonstruiert wird. Den effektiven Schwächungswerten $p_{c1}(k, E_{eff})$ und $p_{c2}(k, E_{eff})$ ist dabei die gleiche effektive Energie E_{eff} zuzuordnen.

Die Projektionen können auch mit unterschiedlicher Gewichtung der einzelnen Schwächungswerte $p_{ci}(k, E_j)$ zusammengefasst werden, um die Bildwirksamkeit einer der beiden Energien E_1 und E_2 zu verstärken:

$$p_{c1}(k, E_{eff}) = g_1 p_{c1}(k, E_1) + g_2 p_{c2}(k, E_2) \quad (15a)$$

$$p_{c2}(k, E_{eff}) = g_2 p_{c3}(k, E_2) + g_1 p_{c4}(k, E_1) \quad (15b)$$

wobei $g_1 + g_2 = 1$.

Es ist darüber hinaus eine Ausnutzung der vier Detektorzeilen Z1 bis Z4 bei vier verschiedenen Energiespektren denkbar, wenngleich dann der Aufwand hinsichtlich Rechenzeit und Tabellengenerierung ansteigt. Bei einer solchen Vierspektren-Korrektur könnten weitere Basismaterialien berücksichtigt werden, etwa jodhaltige Wasserlösungen. Es könnten dann

Strahlaufhärtungsfehler eliminiert werden, die bei Aufnahmen des Gehirns und anderer Körperteile infolge der Verwendung jodhaltiger Kontrastmittel auftreten. Fig. 3 zeigt eine mögliche Bauform eines Strahlenvorfilters 26b, um einen Vier-

5 spektren-Betrieb des Vierzeilen-Scanners der Fig. 2 zu realisieren. Das beispielsweise aus Titan gefertigte Strahlenvorfilter 26b weist in z-Richtung eine sich über alle Detektorzeilen hinweg gleichmäßig ändernde Dicke auf.

- 10 Bei vier betrachteten Detektorzeilen ergibt sich das folgende Gleichungssystem zur Bestimmung der Basismateriallängen d_w von Wasser, d_K von Knochen und d_x und d_y zweier weiterer Materialien X und Y. Dabei muß vorausgesetzt werden, dass die vier zu bestimmenden Basismateriallängen d_w , d_K , d_x , d_y
- 15 zumindest näherungsweise für alle betrachteten Detektorzeilen konstant sind.

$$p_1(k, E1) = d_w(k) \mu_w(E1) + d_K(k) \mu_K(E1) + d_x(k) \mu_x(E1) + d_y(k) \mu_y(E1) \quad (16a)$$

20
$$p_2(k, E2) = d_w(k) \mu_w(E2) + d_K(k) \mu_K(E2) + d_x(k) \mu_x(E2) + d_y(k) \mu_y(E2) \quad (16b)$$

$$p_3(k, E3) = d_w(k) \mu_w(E3) + d_K(k) \mu_K(E3) + d_x(k) \mu_x(E3) + d_y(k) \mu_y(E3) \quad (16c)$$

25
$$p_4(k, E4) = d_w(k) \mu_w(E4) + d_K(k) \mu_K(E4) + d_x(k) \mu_x(E4) + d_y(k) \mu_y(E4) \quad (16d)$$

Hat man anhand dieses Gleichungssystems die vier Basismateriallängen ermittelt, kann aus vorab bestimmten Tabellen für alle Energien E_v ($v=1,2,3,4$) ein Korrekturfaktor

- 30 $f_{E_v}(d_w(k), d_K(k), d_x(k), d_y(k))$ entnommen werden. Die korrigierten Schwächungswerte $p_{cv}(k, E_v)$ errechnen sich dann analog zur Zweispektren-Methode:

$$p_{cv}(k, E_v) = p_v(k, E_v) + f_{E_v}(d_w(k), d_K(k), d_X(k), d_Y(k)) \quad (17)$$

5 wobei $v=1,2,3,4$. Auch in diesem Fall kann eine Bildrekonstruktion einzeln für jede der Detektorzeilen einen subjektiv veränderten Bildeindruck von Zeile zu Zeile bewirken. Durch gewichtete Zusammenfassung aller vier korrigierten Projektionen kann dies wiederum vermieden werden:

10

$$p_c(k, E_{eff}) = \sum_{v=1,2,3,4} [g_v p_{cv}(k, E_v)] \quad (18)$$

wobei $\sum_{v=1,2,3,4} g_v = 1$. Für alle vier Detektorzeilen wird dann ein gemeinsames Tomographiebild aus diesen effektiven
15 Schwächungswerten rekonstruiert.

Nachzutragen ist, dass die Erfindung selbstverständlich auch bei Mehrzeilen-Scannern mit Springfokusbetrieb anwendbar ist, wobei es dann möglich ist, ein Strahlenvorfilter zu verwenden, das sowohl in Richtung des Fächerwinkels als auch in z-
20 Richtung Dicken- oder/und Materialänderungen aufweist.

Patentansprüche

1. Röntgen-Computertomographieeinrichtung, umfassend
- eine Strahler-Detektor-Anordnung (10, 18), welche für jede
- 5 Schichtprojektion eines Untersuchungsobjekts (16) in Zuordnung zu einer Mehrzahl von über den gesamten Projektionsbereich dieser Schichtprojektion verteilten Detektionskanälen des Detektors (18) Projektionsmesswerte liefert, deren jeder für die durch das Untersuchungsobjekt (16)
- 10 hervorgerufene Schwächung der Röntgenstrahlung im jeweiligen Detektionskanal repräsentativ ist, wobei die Strahler-Detektor-Anordnung (10, 18) dazu ausgebildet ist, zur Mehrspektren-Strahlaufhärtungskorrektur in Zuordnung zu jedem innerhalb des Projektionsbereichs einer Schichtprojektion
- 15 liegenden Detektionskanal jeweils eine Mehrzahl von mindestens zwei Projektionsmesswerten bei jeweils unterschiedlicher mittlerer Energie der in das Untersuchungsobjekt eintretenden Röntgenstrahlung zu liefern,
 - eine mit der Strahler-Detektor-Anordnung (10, 18)

20 verbundene elektronische Auswerte- und Rekonstruktionseinheit (22), welche dazu ausgebildet ist, für jeden der Projektionsmesswerte einen strahlaufhärtungskorrigierten Projektionswert zu ermitteln und unter Verwendung der korrigierten Projektionswerte ein Tomographiebild des Untersuchungsobjekts

25 (16) zu rekonstruieren, und

 - Energiebeeinflussungsmittel (26) zur Beeinflussung der mittleren Energie der in das Untersuchungsobjekt (16) eintretenden Röntgenstrahlung,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t,

30 dass die Energiebeeinflussungsmittel (26) eine im Strahlen-gang vor dem Untersuchungsobjekt angeordnete Strahlenfilteranordnung (26) umfassen, welche zur Beeinflussung der mittleren Energie der Röntgenstrahlung Bereiche (28, 30)

unterschiedlichen Filtermaterials oder/und unterschiedlichen Dickenprofils des Filtermaterials aufweist, und dass die Strahler-Detektor-Anordnung (10, 18) dazu ausgebildet ist, in Zuordnung zu jedem innerhalb des Projektionsbereichs einer Schichtprojektion liegenden Detektionskanal jeweils eine Mehrzahl von mindestens zwei Projektionsmesswerten bei jeweils unterschiedlichem Filtermaterial oder/und unterschiedlichem Dickenprofil des Filtermaterials der Strahlenfilteranordnung (26) zu liefern.

2. Computertomographieeinrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Strahlenfilteranordnung (26) auswechselbar an der Strahler-Detektor-Anordnung (10, 18) montiert ist.

3. Computertomographieeinrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Strahlenfilteranordnung (26a) an einem strahlernah angeordneten Blendenträger (36a) gehalten ist, welcher eine Blendenanordnung (38a) zur Strahlformung der von dem Strahler (10) ausgesendeten Röntgenstrahlung trägt.

4. Computertomographieeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3,

dadurch gekennzeichnet, dass der Strahler (10) der Strahler-Detektor-Anordnung (10, 18) mit mindestens zwei Springfoki (12, 14) ausgeführt ist, zwischen denen er wechselweise umschaltbar ist, dass die Strahlenfilteranordnung (26) in Zuordnung zu jedem der Springfoki (12, 14) jeweils einen Bereich (28, 30) unterschiedlichen Filtermaterials oder/und unterschiedlichen Dickenprofils des Filtermaterials aufweist und dass die Strahler-Detektor-Anordnung (10, 18) dazu ausgebildet ist, in

Zuordnung zu jedem innerhalb des Projektionsbereichs einer Schichtprojektion liegenden Detektionskanal je einen Projektionsmesswert für jeden der Springfoki (12, 14) zu liefern.

5

5. Computertomographieeinrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Auswerte- und Rekonstruktionseinheit (22) dazu ausgebildet ist, aus den in Zuordnung zu jeweils einem der Detektionskanäle ermittelten und jeweils einem der Springfoki (12, 14) zugeordneten korrigierten Projektionswerten durch gewichtete Summation einen effektiven Projektionswert zu ermitteln und das Tomographiebild unter Verwendung der effektiven Projektionswerte zu rekonstruieren.

15

6. Computertomographieeinrichtung nach Anspruch 4 oder 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Auswerte- und Rekonstruktionseinheit (22) dazu ausgebildet ist, das Tomographiebild für eine Anzahl von Projektionskanälen je Schichtprojektion zu rekonstruieren, die gleich einem der Anzahl der Springfoki (12, 14) entsprechenden Mehrfachen der Anzahl der innerhalb des Projektionsbereichs der jeweiligen Schichtprojektion liegenden Detektionskanäle ist, wobei die Auswerte- und Rekonstruktionseinheit (22) dazu ausgebildet ist, die in Zuordnung zu jeweils einem der Detektionskanäle ermittelten korrigierten Projektionswerte für alle Springfoki (12, 14) bei der Rekonstruktion des Tomographiebilds als korrigierte Projektionswerte benachbarter Projektionskanäle zu verwenden.

30

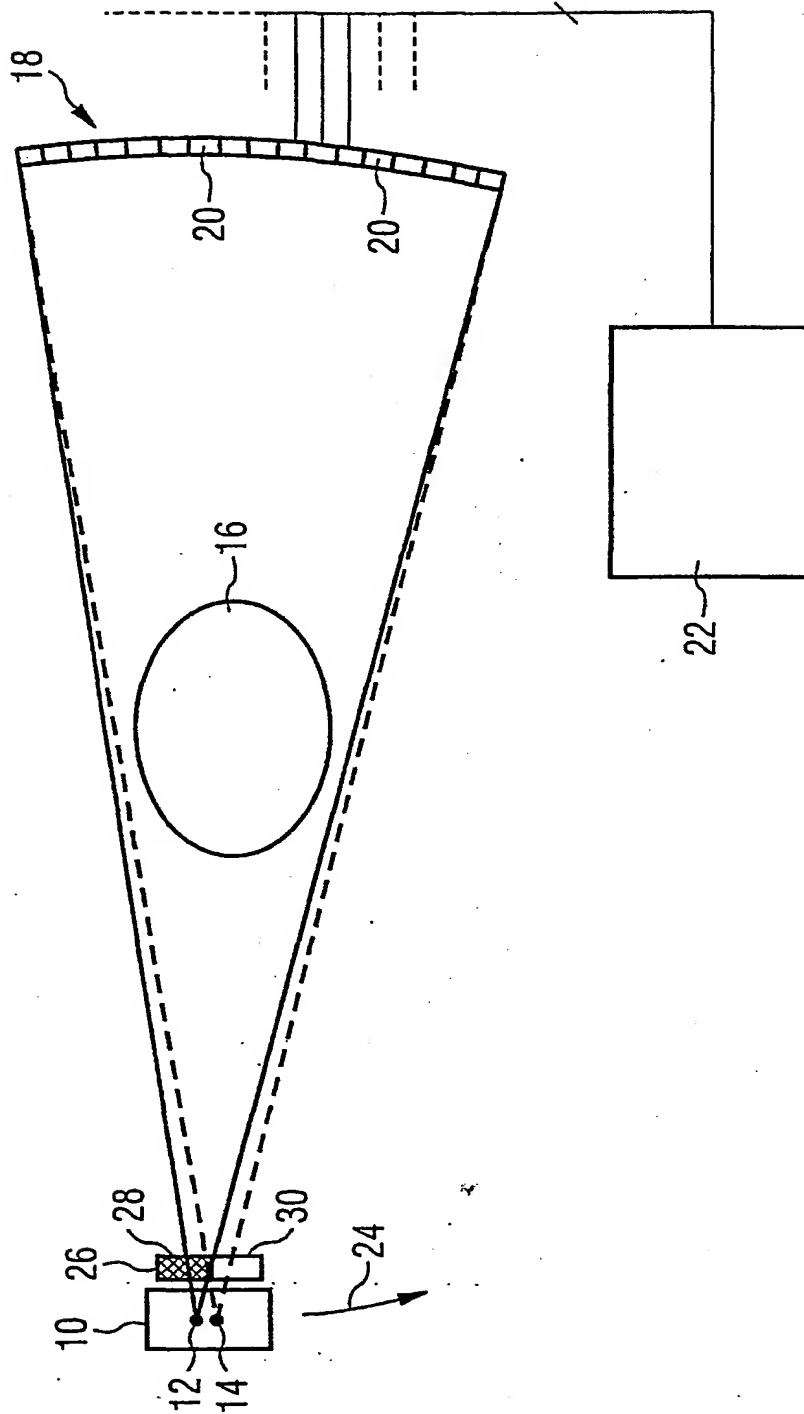
7. Computertomographieeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet,

dass der Detektor (18a) der Strahler-Detektor-Anordnung (10a, 18a) mit einer Vielzahl von in mindestens zwei übereinanderliegenden Zeilen (Z1 bis Z4) angeordneten Detektorelementen (20a) ausgeführt ist, deren in je einer Spalte übereinanderliegende Detektorelemente (20a) einem gleichen Detektionskanal zugeordnet sind, dass die Strahlenfilteranordnung (26a) in Zuordnung zu wenigstens einer Teilanzahl von mindestens zwei Detektorelementen (20a) jeder innerhalb des Projektionsbereichs einer Schichtprojektion liegenden Spalte von Detektorelementen (20a) jeweils einen Bereich unterschiedlichen Filtermaterials oder/und unterschiedlichen Dickenprofils des Filtermaterials aufweist und dass die Strahler-Detektor-Anordnung (10a, 18a) dazu ausgebildet ist, in Zuordnung zu jeder innerhalb des Projektionsbereichs dieser Schichtprojektion liegenden Spalte von Detektorelementen (20a) je einen Projektionsmesswert für jedes Detektorelement (20a) aus dieser Teilanzahl von Detektorelementen (20a) zu liefern.

8. Computertomographieeinrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Auswerte- und Rekonstruktionseinheit (22a) dazu ausgebildet ist, aus den in Zuordnung zu jeweils einer der Spalten ermittelten und jeweils einem der Detektorelemente (20a) aus der Teilanzahl von Detektorelementen (20a) zugeordneten korrigierten Projektionswerten durch gewichtete Summation einen effektiven Projektionswert zu ermitteln und das Tomographiebild unter Verwendung der effektiven Projektionswerte zu rekonstruieren.

1/2

FIG 1



2/2

FIG 2

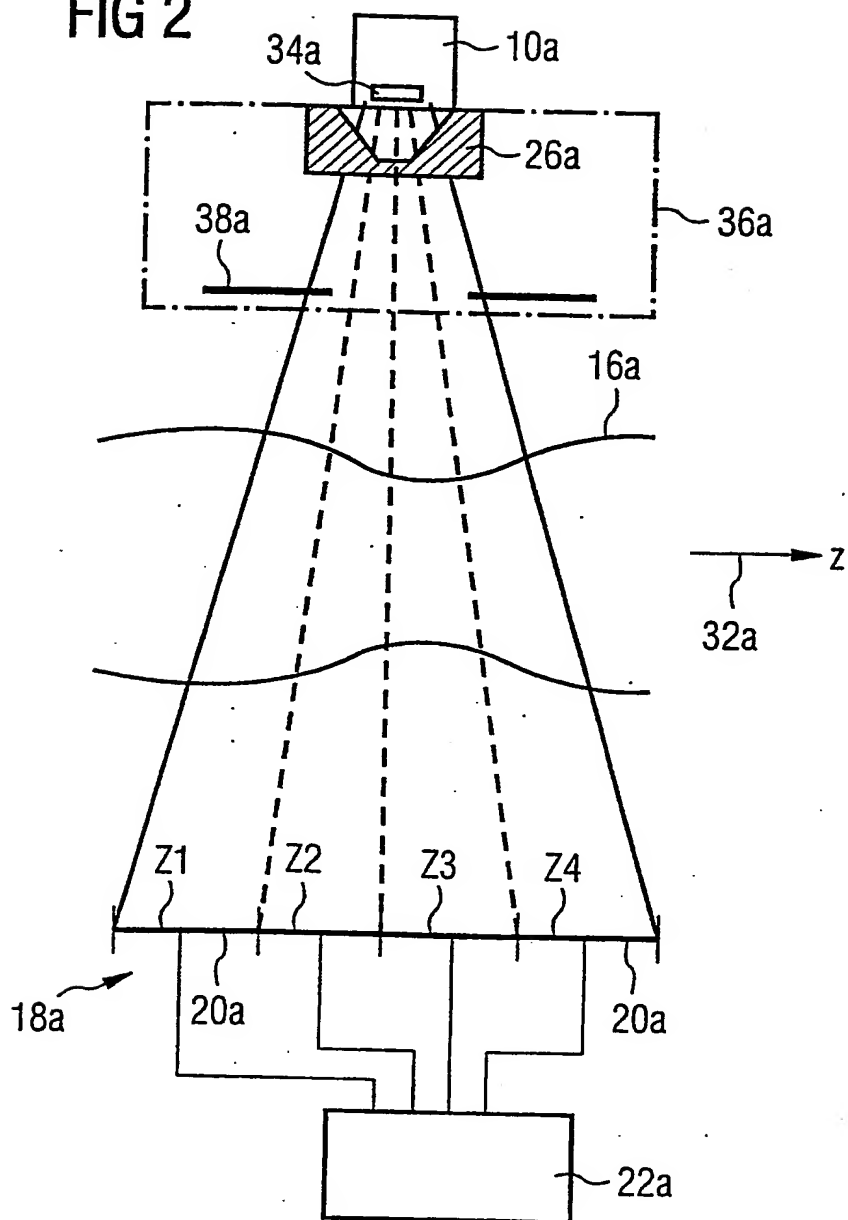
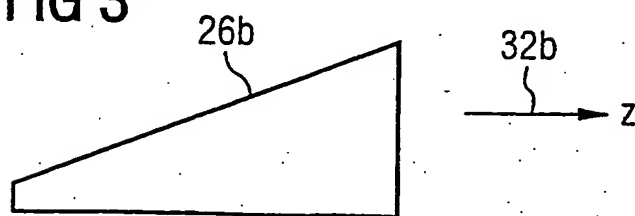


FIG 3



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/DE 01/03717

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
 IPC 7 A61B6/03 G06T5/50 H01J35/14

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
 IPC 7 A61B G06T H01J

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)
 EPO-Internal, WPI Data, PAJ

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 3 854 049 A (MISTRETTA C ET AL) 10 December 1974 (1974-12-10) column 3, line 7 -column 4, line 8	1,2
X	DE 197 13 400 A (SIEMENS AG) 15 October 1998 (1998-10-15) column 1, line 30 -column 2, line 2	1,3,7,8
A	US 5 625 661 A (OIKAWA SHIROU) 29 April 1997 (1997-04-29) column 11, line 1 - line 30	4

☐ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents:

- *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- *E* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- *G* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

1 March 2002

Date of mailing of the international search report

08/03/2002

Name and mailing address of the ISA
 European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
 Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Martelli, L

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/DE 01/03717

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 3854049	A	10-12-1974	NONE	
DE 19713400	A	15-10-1998	DE 19713400 A1 CN 1194815 A JP 10323348 A	15-10-1998 07-10-1998 08-12-1998
US 5625661	A	29-04-1997	JP 3168824 B2 JP 7299058 A CN 1126578 A DE 19515778 A1	21-05-2001 14-11-1995 17-07-1996 02-11-1995

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE 01/03717

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
 IPK 7 A61B6/03 G06T5/50 H01J35/14

Nach der internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

IPK 7 A61B G06T H01J

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal, WPI Data, PAJ

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 3 854 049 A (MISTRETTA C ET AL) 10. Dezember 1974 (1974-12-10) Spalte 3, Zeile 7 - Spalte 4, Zeile 8	1,2
X	DE 197 13 400 A (SIEMENS AG) 15. Oktober 1998 (1998-10-15) Spalte 1, Zeile 30 - Spalte 2, Zeile 2	1,3,7,8
A	US 5 625 661 A (OIKAWA SHIROU) 29. April 1997 (1997-04-29) Spalte 11, Zeile 1 - Zeile 30	4



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

- * Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :
- *A* Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist
- *E* älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist
- *L* Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)
- *O* Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht
- *P* Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

- *T* Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist
- *X* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden
- *Y* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist
- *Z* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

1. März 2002

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

08/03/2002

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde
 Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
 Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Martelli, L

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE 01/03717

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 3854049	A	10-12-1974	KEINE	
DE 19713400	A	15-10-1998	DE 19713400 A1	15-10-1998
			CN 1194815 A	07-10-1998
			JP 10323348 A	08-12-1998
US 5625661	A	29-04-1997	JP 3168824 B2	21-05-2001
			JP 7299058 A	14-11-1995
			CN 1126578 A	17-07-1996
			DE 19515778 A1	02-11-1995

